



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 57 608 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
A 61 B 6/03
G 06 T 17/40

⑲① Aktenzeichen: 198 57 608.0
⑲② Anmeldetag: 15. 12. 1998
⑲③ Offenlegungstag: 6. 7. 2000

DE 198 57 608 A 1

⑦① Anmelder:
Deutsches Krebsforschungszentrum Stiftung des
öffentlichen Rechts, 69120 Heidelberg, DE

⑦④ Vertreter:
Castell, K., Dipl.-Ing. Univ. Dr.-Ing.; Reuther, M.,
Dipl.-Phys., Pat.-Anw., 52349 Düren

⑦② Erfinder:
Raußendorf, Robert, 69221 Dossenheim, DE

⑤⑤ Entgegenhaltungen:
DE 68 918 88 6T2
US 52 83 837
US 5 61 043
WO 98 35 319 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren zur Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen

⑤⑦ Bei einem Verfahren zur Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen werden zunächst Stützstellen gesucht, dann anhand der gesuchten Stützstellen eine erste Modellkontur ermittelt sowie die mit der Modellkontur am schlechtesten verträgliche Stützstellen entfernt und anhand der verbleibenden Stützstellen eine neue Modellkontur ermittelt, bis die Abweichung der am schlechtesten verträglichen Stützstellen einen Schwellwert oder die Zahl der verbleibenden Stützstellen einen Abbruchwert unterschreitet.

DE 198 57 608 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen, bei welchem eine Modellkontur an die tatsächliche Kontur der Körperstruktur angepaßt wird.

Insbesondere bei der Planung von Tumorbestrahlungen ist die Konturierung von Risikoorganen, wie beispielsweise der Augen, von entscheidender Bedeutung. Diese schafft die Voraussetzung, daß die Bestrahlung optimal gewählt werden kann, ohne die Risikoorgane mehr als unbedingt nötig zu belasten.

Bisher mußten die Risikoorgane manuell mittels graphischer Werkzeuge konturiert werden. Allein für die Augen sind hierfür pro Patient in etwa 6 min. zu veranschlagen.

Es ist Aufgabe vorliegender Erfindung eine automatische oder semiautomatische Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen mit ausreichender bzw. beherrschbarer Zuverlässigkeit zu ermöglichen.

Als Lösung schlägt die Erfindung ein Verfahren zur Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen vor, bei welchem eine Modellkontur an die tatsächliche Kontur der Körperstrukturen angepaßt wird, wobei zunächst Stützstellen gesucht werden, anhand der gesuchten Stützstellen eine erste Modellkontur ermittelt wird sowie die mit der Modellkontur am schlechtesten verträgliche Stützstelle entfernt und anhand der verbleibenden Stützstellen eine neue Modellkontur ermittelt wird, bis die Abweichung der am schlechtesten verträglichen Stützstelle einen Schwellwert oder die Zahl der verbleibenden Stützstellen einen Abbruchwert unterschreitet.

Das auf diese Weise bereitgestellte Verfahren erweist sich als äußerst robust gegenüber fehlerhaften Stützstellen, da nicht alle ermittelten Stützstellen sondern nur Stützstellen innerhalb einer bestimmten Fehlerbandbreite zur Bestimmung der Modellkontur genutzt werden.

In der Praxis hat sich gezeigt, daß beispielsweise bei einem Auge bei geeigneter Wahl des Schwellwertes in den allermeisten Fällen mehr als 30 Stützstellen die Eliminationsroutine passieren. Selbst bei einem Anteil fehlerhafter Stützstellen von 35% können diese erkannt und entfernt werden. Der übliche Anteil fehlerhafter Stützstellen liegt zwischen 6% und 12%.

Es versteht sich, daß statt eines CT-Datensatzes auch andere Bildinformationen enthaltende Datensätze Verwendung finden können, bei denen Strukturen durch eine Modellkontur dargestellt werden sollen.

Das Verfahren ermöglicht es, eine ansich als Satz von Bildpunkten vorliegende Datenmenge, welche die Kontur einer Körperstruktur darstellt, auf eine nur wenige Parameter umfassende Modellkontur zu reduzieren.

Beispielsweise kann eine bestimmte Zahl von Stützstellen einer Augenkontur auf die Mittelpunktslage sowie die Halbachsen einer Ellipse reduziert werden. Wie unmittelbar ersichtlich, bedingt die Zahl der für die jeweilige Modellkontur benötigten Parameter (z. B. Mittelpunktslage und Halbachse) den Abbruchwert, ab welchen das Verfahren als mißlungen abgebrochen wird. Sicherheitshalber kann dieser Abbruchwert aber auch höher gewählt werden.

Die Genauigkeit des Verfahren läßt sich dadurch erhöhen, daß der CT-Datensatz vor der Stützstellensuche durch einen Filter vorbearbeitet wird.

Insbesondere ist es möglich, als Filter eine von der Hesse-Matrix abhängige Funktion auf den CT-Datensatz anzuwenden. Ein derartiger Filter kann derartig gewählt werden, daß er den CT-Datensatz entlang der Eigenrichtung des betragsmäßig größeren Eigenwertes der Hesse-Matrix schärft und senkrecht dazu entlang der Eigenrichtung des betragsmäßig kleineren Eigenwertes glättet. Somit hebt der Filter linienartige Strukturen hervor. Beispielsweise kann der Filter die beiden unabhängigen $SO(2)$ -Invarianten der Hesse-Matrix $\text{Tr } H$ und $\text{Tr } H^2$ umfassen. Diese $SO(2)$ -Invarianten sind gegenüber Raumdrehungen invariant, so daß diese unabhängig von einer konkreten Orientierung angewandt werden können. Auf diese Weise wird sichergestellt, daß die durch den Filter hervorgehobenen Strukturen unabhängig davon sind, wie die Lage des Körpers im CT-Datensatz ist. Bei diesen Funktionen ist eine Berechnung der Eigenvektoren und Eigenwerte der Hesse-Matrix nicht notwendig, so daß der Filter verhältnismäßig schnell auf den CT-Datensatz angewandt werden kann.

Die Stützstellensuche erleichtert sich, wenn sie von einem Ort im Inneren der zu konturierenden Körperstruktur ausgeht. Bei einem derartigen Ausgangsort ist in der Regel der Rand der Körperstruktur als von innen gesehen erste Struktur dektierbar. Einzelne dazwischen liegende Strukturen oder Schattierungen können durch geeignete Auswerteverfahren, wie beispielsweise das erfindungsgemäße Konturierungsverfahren, eliminiert werden. Andererseits ist eine derartige Wahl eines Ortes, der als Ausgangspunkt genutzt werden kann, auch unabhängig von den Merkmalen des Konturierungsverfahrens für die Bildauswertung vorteilhaft.

Die Ortswahl kann, insbesondere bei semiautomatischen Verfahren, durch den Nutzer erfolgen, indem dieser einen entsprechenden Ort im Inneren der zu konturierenden Körperstruktur markiert. Es ist andererseits auch denkbar, daß ein derartiger Ort durch geeignete zusätzliche Verfahrensschritte ermittelt wird.

Hierzu kann zum Beispiel in der Umgebung eines jeden Punktes, beispielsweise in einer Umgebung von 7×7 Bildpunkten, des CT-Datensatzes an die gefilterten Hounsfield-Werte eine Funktion F angepasst werden, die die Gestalt eines gekrümmten Kammes hat, wobei die Krümmung der Kammlinie konstant sein soll. Als Kammlinien-Funktion G kann hierbei eine beliebige Funktion, die achsensymmetrisch ist und von Null ausgehend abfällt, dienen. Die Kammlinien-Funktion G kann beispielsweise eine Glockenkurve, wie z. B. eine Gauß-Funktion sein. Insofern ist die anzupassende Funktion F in ihrem Krümmungsradius sowie dem Mittelpunkt der Krümmung anpassbar. Darüber hinaus können noch konstante Fit-Parameter hinzugefügt werden. Auf diese Weise kann für jede Umgebung eines jeden Punktes eine Kammlinie ermittelt werden, die ein Kreissegment mit einem Mittelpunkt darstellt. Indem die Mittelpunktskoordinaten für jeden Punkt des CT-Datensatzes berechnet werden, läßt sich eine Häufigkeitsverteilung der Mittelpunkte ermitteln. Um eine Verwechslung mit anderen Strukturen des CT-Datensatzes zu vermeiden, werden in die Verteilung lediglich diejenigen Mittelpunkte aufgenommen, bei denen der jeweilige Krümmungsradius in etwa dem Radius der Körperstrukturen entspricht, beispielsweise zwischen einem minimalen und einem maximalen Augenradius liegt. Die auf diese Weise gewonnene Verteilung der Mittelpunktskoordinaten enthält zwei dominante Peaks, die beispielsweise den Mittelpunkten der beiden Augen entsprechen. Insofern braucht die Verteilung lediglich geglättet, der Untergrund entfernt und die Lage der Peaks ermittelt werden, um einen Ort in der Körperstruktur zu ermitteln.

Zur Stützstellensuche können von einem im Inneren der Körperstruktur ausgewählten Ort ausgehend entlang eindimensionaler Wege lokale Maxima des CT-Datensatzes ermittelt werden, bei denen die Differenz zwischen einem vorausgegangenen Minimum und dem jeweiligen Maximum zwischen einem unteren Stützstellenschwellwert und einem oberen Stützstellenschwellwert liegt. Hierbei bezeichnet der Begriff eindimensionaler Weg einen von dem gewählten Ort ausgehenden Weg durch das zweidimensionale Bild des CT-Datensatzes beliebiger Art, der keine Überkreuzungen mit sich selbst aufweist.

Das Verfahren gestaltet sich vorteilhaft, wenn Strecken verwendet werden, so daß schleifende Schnitte mit der Kontur vermieden werden.

Die Differenz zwischen Minimum und Maximum erweist sich als ein verhältnismäßig einfach umzusetzendes und dennoch zuverlässiges Kriterium für die Stützstellensuche. Hierbei können der untere Stützstellenschwellwert und der obere Stützstellenschwellwert verhältnismäßig unkritisch als Verfahrensparameter gewählt werden, so daß eine derartige Stützstellensuche auch unabhängig von den übrigen Merkmalen des Konturierungsverfahrens vorteilhaft ist. Insbesondere im Zusammenspiel mit dem erfindungsgemäßen Konturierungsverfahren erweist sich diese Stützstellensuche als in der Wahl der Verfahrensparameter unkritisch, da fehlerhafte Stützstellen verhältnismäßig zuverlässig eliminiert werden können.

Anstelle einer Differenz zwischen Minimum und Maximum kann auch eine Steigung zwischen Minimum und Maximum als Kriterium für die Stützstellensuche dienen. Hierbei sollte die Steigung ebenfalls zwischen zwei Stützstellenschwellwerten liegen und als Stützstellenkriterium genutzt werden. Auch hier ergeben sich die vorbeschriebenen Vorteile. Ebenso kann ein absoluter Schwellwert angegeben werden, der überschritten werden muß, wobei dann das nächste Maximum als maßgebliche Größe verarbeitet wird.

Um zu vermeiden, daß die Konturierung der Körperstrukturen zu klein erfolgt und hierdurch unbeabsichtigt Schäden bedingt werden, kann nach der vorbeschriebenen groben Stützstellensuche als Feinjustierung beispielsweise ein lokales Maximum und ein nächstliegendes, von der Körperstruktur ausgehend entlang eines eindimensionalen Weges weiter außen liegendes lokales Minimum des CT-Datensatzes gewählt werden. Bei einer derartigen Anordnung kann die Stützstelle durch eine geeignete bzw. durch eine über einen Parameter bestimmbare Interpolation zwischen dem Maximum und dem nächst außenliegenden Minimum definiert werden.

Es versteht sich, daß bei den vorbeschriebenen Anwendungen auf den CT-Datensatz nicht nur ein CT-Datensatz von Hounsfield-Werten Verwendung finden kann, sondern daß hier auch andere Bilddaten bzw. auch durch eine Filter vorbehandelte CT-Daten oder Bilddaten verarbeitet werden können.

Eine zuverlässige Stützstellensuche läßt sich beispielsweise dadurch gewährleisten, daß hierfür eine Kurve verwendet wird, die in einem Bereich zwischen dem lokalen Maximum und dem nach außen hin nächstliegenden lokalen Minimum zwischen einem Polynom 3. Grades, welches in einem gewählten Intervall den CT-Datensatz approximiert und dessen quadratischer Näherung in diesem Intervall liegt.

Hierbei kann das Intervall beispielsweise die Hälfte des Bereiches zwischen den aufeinanderfolgenden, das lokale Maximum einrahmenden Minima ausmachen.

Vorzugsweise ist die Kurve eine Interpolation zwischen dem Polynom 3. Grades und dessen quadratischer Näherung um das Maximum des Polynoms 3. Grades. Diese Kurve kombiniert die Vorteile einer Stützstellenbestimmung mittels Näherungen 2. und 3. Grades an den CT-Datensatz, besitzt jedoch die Nachteile dieser Approximationen nicht. So ist die Lage der Stützstelle wie bei der Verwendung einer Polynomapproximation 2. Grades immer definiert, was bei einer Polynomapproximation 3. Grades nicht zwingend der Fall sein muß. Darüber hinaus berücksichtigt diese Kurve eine Schiefe des CT-Datensatzes um das lokale Maximum ähnlich wie eine Polynomapproximation 3. Grades. Dieses könnte eine Approximation 2. Grades nicht leisten.

Die Verwendung einer derartigen Kurve ist auch unabhängig von den übrigen Merkmalen des Konturierungsverfahrens für eine Stützstellensuche vorteilhaft anwendbar. Insbesondere kann eine derartige Stützstellensuche auch mit anderen als dem erfindungsgemäßen Verfahren für eine Modellkonturermittlung kombiniert werden.

Vor der Ermittlung der ersten Modellkontur können Teilstrukturen der Körperstruktur ermittelt und entsprechende Stützstellen markiert bzw. selektiert werden. Auf diese Weise beeinflussen diese Stützstellen die nachfolgende Modellkonturermittlung nicht nachteilig. Beispielsweise können bei einem Auge vorab die Cornea (Hornhaut vor der Linse) bzw. der Sehnerv segmentiert werden. Für die Ermittlung der Teilstruktur können beispielsweise die vorbeschriebenen Verfahren Anwendung finden, wie sie anhand der Konturierung der Gesamtkörperstruktur beschrieben sind.

Es versteht sich, daß das erfindungsgemäße Verfahren im Prinzip in beliebigen Dimensionen, insbesondere 2- und 3-dimensional, Anwendung finden kann. Hierbei ist die 3-dimensionale Anwendung auch unabhängig von den übrigen Merkmalen des Konturierungsverfahrens vorteilhaft, da hierbei von einem Ort im Inneren der Körperstrukturen ausgehend bei jedem Schnitt ein Schleifen entlang der Kontur vermieden werden kann.

Weitere Vorteile, Ziele und Eigenschaften vorliegender Erfindung werden anhand der Beschreibung anliegender Zeichnung dargestellt, in welcher beispielhaft ein erfindungsgemäßes Konturiervorgehen dargestellt ist.

In der Zeichnung zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung des Verfahrensfusses bei einem erfindungsgemäßen Konturierungsverfahren,

Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Lageparameterintervallbestimmung bei dem Verfahren nach Fig. 1,

Fig. 3 eine Prinzipskizze zur Grobbestimmung der Stützstellenlage bei der Stützstellensuche,

Fig. 4 eine vergrößerte Darstellung der Skizze nach Fig. 3 zur Darstellung einer Feinjustierung bei der Stützstellensuche,

Fig. 5 eine beispielhafte Darstellung eines CT-Datensatzes über einem eindimensionalen Weg,

Fig. 6 gefundene Stützstellen und ermittelte Modellkontur bei einem ersten Paar aus unterem und oberem Stützstellenschwellwert und

Fig. 7 gefundene Stützstellen und ermittelte Modellkontur bei einem zweiten Paar aus unterem und oberem Stützstellenschwellwert.

Das in den Figuren dargestellte Konturierungsverfahren dient der Anpassung einer Ellipsenform an eine tatsächliche

Kontur eines Auges. Hierzu werden, wie in Fig. 1 dargestellt, die CT-Daten zunächst einer Vorbearbeitung durch einen Filter unterzogen. In einem zweiten Arbeitsschritt werden zunächst im Rahmen einer Grobsuche Stützstellen auf dem jeweiligen Augenrand gesucht. Im Anschluß hieran wird anhand der gefundenen Stützstellen die Linse gesucht und die Cornea neu segmentiert. Bevor anhand der gesuchten Stützstellen eine erste Modellkontur ermittelt wird, um fehlerhafte Stützstellen zu eliminieren, findet eine Feinjustierung der Stützstellen statt. Im Anschluß hieran wird, wie bereits vorstehend angedeutet, eine Modellkontur ermittelt, wobei fehlerhafte Stützstellen eliminiert werden. Nach einer abschließenden Ellipsenanpassung wird eine auf diese Weise als Modellkontur gewonnenen Ellipse als Kontur ausgegeben.

Bei dem verwendeten Filter wird eine Funktion aus den beiden unabhängigen SO(2)-Invarianten der Hesse-Matrix $\text{Tr } H$ und $|\text{Tr } H|^2$

$$h'(x,y) = h(x,y) - \alpha \sqrt{2|\text{Tr}(H(x,y))^2 - \text{Tr}^2 H(x,y)|} \text{sign}(\text{Tr} H(x,y)); 0 < \alpha \ll 1$$

auf die Hounsfield-Werte der zweidimensionalen CT-Daten angewandt.

Dieses ist beispielhaft für einen Schnitt entlang eines eindimensionalen Weges durch einen CT-Datensatz in Fig. 5 dargestellt. Hierbei bezeichnet h die Hounsfield-Werte, während h' die Werte nach der Filterung darstellt. Der Filter hebt in dem zweidimensionalen Datensatz linienartige Strukturen hervor, läßt jedoch einzeln stehende Bildpunkte, die sich von der Umgebung abheben, unverändert. Auf diese Weise werden in dem CT-Datensatz vorhandene, linienartige Konturen verschärft. Wie unmittelbar aus Fig. 5 ersichtlich, werden somit Anstiege überhöht. In einem derartigen Schnitt ist ein Glätten entlang der linienartigen Strukturen nicht darstellbar. Der Filter kann iteriert werden.

In dem nächsten Verfahrensschritt werden Stützstellen grob ermittelt. Hierbei wird zunächst ein Ort im Inneren des Auges gewählt. Dieses geschieht manuell, so daß es sich bei den hier beschriebenen Verfahren um ein semiautomatisches Konturierverfahren handelt. Es hat sich gezeigt, daß das vorliegende Konturierverfahren verhältnismäßig unempfindlich gegenüber einer Ortswahl in dieser Hinsicht ist, so daß der Ort lediglich innerhalb einer Ellipse mit halb so großen Halbachsen wie die des Auges gewählt werden sollte, um ausreichend gute Ergebnisse zu erzielen.

In einer weiteren Ausgestaltung dieses Verfahrens könnten der Ort im Inneren des Auges bzw. die Orte im Inneren der Augen automatisch ermittelt werden. Hierzu wird an die Umgebung, beispielsweise die Umgebung von 7×7 Bildpunkten, eines jeden Punktes (x_i, y_i) des CT-Datensatzes eine Funktion F an die gefilterten Hounsfield-Werte h' angepasst, die die Gestalt eines gekrümmten Kammes hat, wobei die Krümmung der Kammlinie konstant ist. Die Funktion F hat die Form:

$$F(x,y) = a G \left(\sqrt{\left(\frac{x-x_z}{r}\right)^2 + \left(\frac{y-y_z}{r}\right)^2} - 1 \right) + c$$

wobei a , c , x_z , y_z und r Parameter sind, die angepasst werden. Hierbei sind (x_z, y_z) die Koordinaten des Krümmungsmittelpunktes und r der Krümmungsradius. Die Kammlinienfunktion G weist hierbei folgende Eigenschaften auf: $G(t) = G(-t)$, $G'(t) > 0$, für $t < 0$. Bei vorliegendem Ausführungsbeispiel wird eine auf den Maximalwert 1 festgelegte Gauß'sche Glockenkurve gewählt. Für jede Umgebung eines jeden Punktes stellt somit die Kammlinie ein Kreissegment dar, dessen Mittelpunkt jeweils bei (x_z, y_z) liegt.

Indem die Mittelpunktskoordinaten (x_z, y_z) für sämtliche Punkte (x_U, y_U) des CT-Datensatzes berechnet werden, kann eine Häufigkeitsverteilung der Mittelpunkte ermittelt werden. Um lediglich Kammlinien zu erhalten, die zu den Augen gehören, gehen lediglich Krümmungsmittelpunkte $(x_z(x_U, y_U), y_z(x_U, y_U))$ in die Verteilung ein, deren Krümmungsradius r zwischen einem gewählten Minimum und einem gewählten Maximum liegt.

Die so ermittelte Verteilung der Mittelpunktskoordinaten weist zwei dominante Peaks auf, die den Mittelpunkten der beiden Augen entsprechen. Die Verteilung wird anschließend geglättet, der Untergrund entfernt und die Lage der Peaks ermittelt. Diese Peaks werden als Startwerte bzw. als Ausgangsort für die Stützwellsuche gewählt.

Von dem Ausgangsort ausgehend werden eindimensionale Schnitte radial nach außen durch den CT-Datensatz gelegt. Derartige Schnitte sind beispielhaft in Fig. 5 und in den Fig. 3 und 4 skizziert. Als nächstes werden von diesem Ort, der mit 0 bezeichnet ist, ausgehend lokale Maxima x_1 ermittelt, bei denen die Differenz Δh zwischen dem vorausgegangenen Minimum x_0 und dem Maximum x_1 zwischen einem unteren Stützstellenschwellwert und einem oberen Stützstellenschwellwert liegt. Dieses ist in Fig. 3 dargestellt.

Nachdem auf diese Weise Stützstellen gefunden wurden, werden die Teilstrukturen, nämlich die Cornea des Auges, ermittelt. Dieses erfolgt dadurch, daß von dem Ausgangsort in dem Auge ausgehend eindimensionale Schnitte radial nach außen durch den CT-Datensatz gelegt werden, wobei nicht nur das diesem Ausgangsort zunächst liegende lokale Maximum sondern auch ein hierauf folgendes lokales Maximum, welches derselben Bedingung genügt, gewählt wird. Diese Schnitte werden jedoch nur in einem nach vorne weisenden Winkelsegment von 120° gewählt, indem eine Linse zu erwarten ist. Dieses ist möglich, da die Lage eines Kopfes in dem CT-Datensatz bekannt ist. Andererseits ist es denkbar, durch weitere Verfahrensschritte, ähnlich der bei der Ermittlung der Augenmittelpunkte verwendeten, die Lage dieses Winkelsegmentes zu bestimmen.

Im Anschluß hieran wird von der im Uhrzeigersinn liegenden Seite des Winkelsegments ausgehend die letzte Stützstelle S_0 gewählt, ab welcher entgegen dem Uhrzeigersinn gesehen zwei Alternativen S_1 und S_1' bestehen. Diese beiden Alternativen werden jeweils über eine Linie mit S_0 verbunden und jeweils die kleinsten Hounsfield-Werte entlang dieser Linien ermittelt. Als Bestandteil der zu selektierenden Kontur wird diejenige Stützstelle gewählt, bei welcher der kleinste Hounsfield-Wert h' größer ist. Von der auf diese Weise ausgewählten Stützstelle ausgehend, wird iterativ das entgegen dem Uhrzeigersinn nächstliegende Stützstellenpaar gewählt und von diesen in derselben Weise eine Stützstelle als Bestandteil der Kontur gewählt.

Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis das gesamte Winkelsegment von 120° durchlaufen ist bzw. bis lediglich nur noch eine Alternative vorliegt.

Auf diese Weise wird eine linienartige Kontur ermittelt, die möglichst kontinuierlich von dem bereits bestimmten Augenrand, welcher sich durch lediglich eine vorliegende Alternative kennzeichnet, ausgehend weiterverläuft.

Ist die auf diese Weise ermittelte Alternative die außenliegende, so handelt es sich bei dieser Alternative um die Cornea. Die innenliegende Alternative ist dann die Linse.

Ist diese Alternative die innenliegende, so gehört die äußere Alternative zum Lid oder zu einer anderen, nicht zum Auge gehörenden Struktur. 5

Auf diese Weise ergibt sich eine Menge an Stützstellenwerten, die den Augenrand sowie die Cornea umfassen und die in einem nächsten Verfahrensschritt feinjustiert werden. Hierzu wird um das lokale Maximum x_1 in einem Intervall, welches die Hälfte des Bereiches zwischen dem vorausgegangenen Minimum x_0 und dem nachfolgenden Minimum x_2 ausmacht an h' ein Polynom 3. Grades 10

$$P3(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$$

oder im Koordinatensystem des lokalen Maximums $x_M \approx x_1$

$$P3(x - x_M) = \alpha_3(x - x_M)^3 + \alpha_2(x - x_M)^2 + \alpha_0$$

mit der quadratischen Näherung

$$P2(x - x_M) = \alpha_2(x - x_M)^2 + \alpha_0$$

angepaßt (siehe Fig. 4). Zur Berechnung der entsprechenden Stützstellen werden nunmehr die Schnittpunkte dieser Polynomapproximation P3 mit einer konstanten Funktion $C = h'(x_0) + \eta \Delta h$ in Abhängigkeit vom Koeffizient α_3 des kubischen Terms der Polynomapproximation P3 berechnet. Von diesen Schnittpunkten wird der auf der Außenseite des Auges am weitesten innen liegende ausgewählt. Dessen Lage wird anschließend im Koeffizienten α_3 Taylor-entwickelt. Zur Bestimmung der Stützstellenlage l_{st} wird das Taylorpolynom 1. Grades in α_3 25

$$l_{st}, l(\eta) - x_M = \sqrt{\left| \frac{\Delta h \eta}{\alpha_2} \right|} + \frac{1}{2} \frac{\Delta h \eta}{\alpha_2^2} \alpha_3$$

verwendet. Hierbei liefern die Tupel $[l = l_{st}(\eta), h' = h'(x_0) + \eta \Delta h]$ mit variablen Parameter η eine Kurve K, welche zwischen der Polynomapproximation 3. Grades P3 und deren quadratischer Näherung P2 verläuft. 35

In Abhängigkeit vom Parameter η kann somit eine Stützstelle bestimmt werden. Hierbei kann über den Parameter η eingestellt werden, wie eng die Außenkontur am Auge sitzen soll. Bei $\eta = 1$ sitzt die Außenkontur auf dem Ring der lokalen Maxima, während sie bei $\eta = 0$ wesentlich weiter außen in der Nähe des nächstäußeren Minimums liegt (siehe Fig. 4). In der Praxis kann hierdurch eine Stützstelle um 2 bis 3 mm angepasst werden, wobei der behandelnde Arzt über η den Grad der Anpassung vorgeben kann. Üblicherweise wird von Ärzten ein Wert von $\eta \approx 0,5$ gewählt. 40

In einem weiteren Verfahrensschritt wird dann an die verbleibenden bzw. ermittelten Stützstellen eine Ellipse angepaßt. Im Anschluß hieran wird die Abweichung der schlechtesten Stützstelle von der Ellipse bestimmt und so lange die jeweils schlechteste Stützstelle entfernt und daraufhin eine neue Ellipse angepaßt, bis der Fehler der schlechtesten Stützstelle einen bestimmten, durch die Auflösungsgrenze der CT-Daten festgelegten Wert unterschreitet. 45

Das Verfahren bricht spätestens ab, wenn nur noch 4 Stützstellen übrig sind. Die Konturfindung gilt jedoch bereits dann als mißlungen, wenn von einer anfänglichen Zahl Stützstellen weniger als eine kritische Zahl verbleiben. So kann beispielsweise bei anfänglichen 36 Stützstellen eine kritische Zahl von 8 gewählt werden. Bei Testläufen ist dieses jedoch nie aufgetreten. In den allermeisten Fällen passieren mehr als 88% der Stützstellen die Eliminationsroutine. Die Routine für fehlerhaften Stützstellen ist robust und effektiv. Sie kann selbst bei einem Anteil fehlerhafter Stützstellen von 35% diese erkennen und entfernen. Der übliche Anteil fehlerhafter Stützstellen liegt zwischen 6% und 12%. Es versteht sich, daß auch eine andere Zahl der Stützstellen gewählt werden kann. Das Verfahren ist von der genauen Zahl der Stützstellen in weiten Grenzen unabhängig. 50

Das Ergebnis der Eliminationsroutine ist in Fig. 6b und 7b beispielhaft dargestellt, während Fig. 6a und 7a als schwarze Kreuze die verwendeten und als weiße Kreuze die eliminierten Stützstellen zeigen. Hierbei zeigen die Fig. 6a und 6b eine Verfahrensführung, bei welcher die Stützstellenschwellwerte zur Ermittlung der lokalen Maxima x_1 und Minima x_0 bzw. x_2 verhältnismäßig gut eingestellt sind. Fig. 7a und 7b hingegen zeigen ein Ausführungsbeispiel, bei welchem die Stützstellenschwellwerte nicht so gut eingestellt sind. Hierdurch bedingt, weichen die Stützstellen stark voneinander ab, das heißt es sind verhältnismäßig viele fehlerhafte Stützstellen ermittelt worden. Wie jedoch aus Fig. 7b ersichtlich, liefert selbst in einem derartigen Falle das erfindungsgemäße Verfahren eine hervorragende Konturierung des Auges. 55 60

Es versteht sich, daß die in dem Ausführungsbeispiel dargestellte Verfahrensfolge kleineren Abweichungen unterzogen werden kann. So kann beispielsweise aus der erstmaligen Segmentierung des Augenrandes zunächst ein erstes, noch relativ grobes Modell ermittelt werden, bevor eine Segmentierung von Cornea und Linse vorgenommen wird. Ebenso ist es möglich, bereits nach der ersten groben Stützstellensuche eine Feinjustierung vorzunehmen, bevor eine Segmentierung von Cornea und Linse vorgenommen wird. 65

1. Verfahren zur Konturierung von Körperstrukturen in CT-Datensätzen, bei welchem eine Modellkontur an die tatsächliche Kontur der Körperstruktur angepasst wird, **dadurch gekennzeichnet**,
- daß zunächst Stützstellen gesucht werden,
 - daß anhand der gesuchten Stützstellen eine erste Modellkontur ermittelt wird,
 - daß die mit der Modellkontur am schlechtesten verträgliche Stützstelle entfernt und anhand der verbleibenden Stützstellen eine neue Modellkontur ermittelt wird, bis die Abweichung der am schlechtesten verträglichen Stützstelle einen Schwellwert oder die Zahl der verbleibenden Stützstellen einen Abbruchwert unterschreitet.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der CT-Datensatz vor der Stützstellensuche durch einen Filter vorbearbeitet wird.
3. Konturierungsverfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Stützstellensuche zunächst ein Ort im Inneren der Körperstruktur gewählt wird.
4. Konturierungsverfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß zur Stützstellensuche von diesem Ort ausgehend entlang eindimensionaler Wege lokale Maxima des CT-Datensatzes ermittelt werden, bei denen die Differenz zwischen einem vorausgegangenen Minimum und dem jeweiligen Maximum zwischen einem unteren Stützstellenschwellwert und einem oberen Stützstellenschwellwert liegt.
5. Konturierungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß zur Stützstellensuche ein lokales Maximum und ein nächstliegendes, von dem Inneren der Körperstruktur ausgehend entlang eines eindimensionalen Weges weiter innen liegendes Minimum des CT-Datenträgers gewählt werden.
6. Konturierungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß zur Stützstellensuche ein lokales Maximum und ein nächstliegendes, von der Körperstruktur ausgehend entlang eines eindimensionalen Weges weiter außen liegendes lokales Minimum des CT-Datensatzes gewählt werden.
7. Konturierungsverfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß zur Stützstellensuche eine Kurve verwendet wird, die in einem Bereich zwischen dem lokalen Maximum und dem nach außen hin nächstliegenden lokalen Minimum zwischen einem Polynom 3. Grades, welches in einem gewählten Intervall den CT-Datensatz approximiert, und dessen quadratischer Näherung in diesem Intervall liegt.
8. Konturierungsverfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Kurve eine Interpolation zwischen dem Polynom 3. Grades und dessen quadratischer Näherung ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

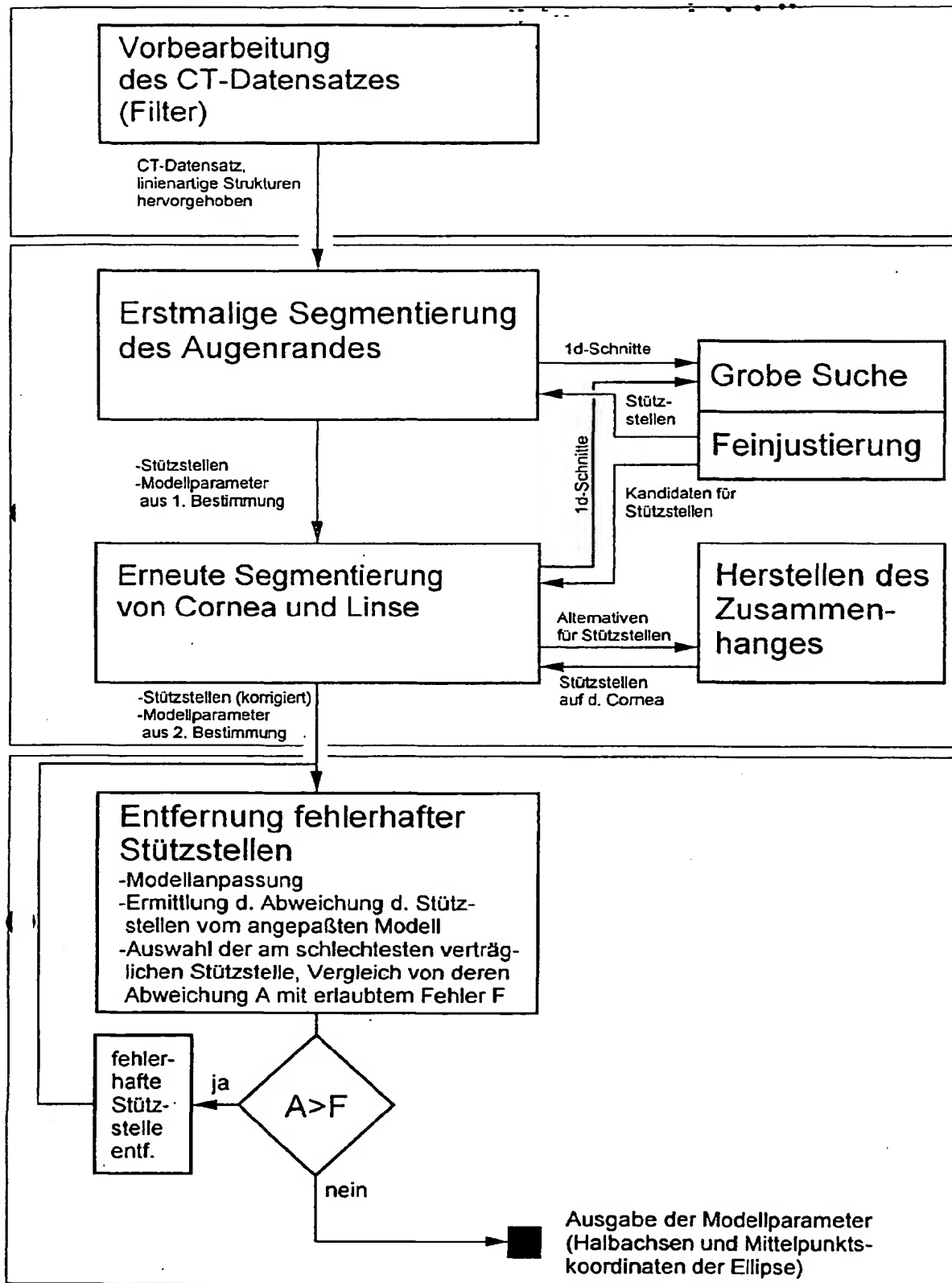


Fig. 1

Fig. 2

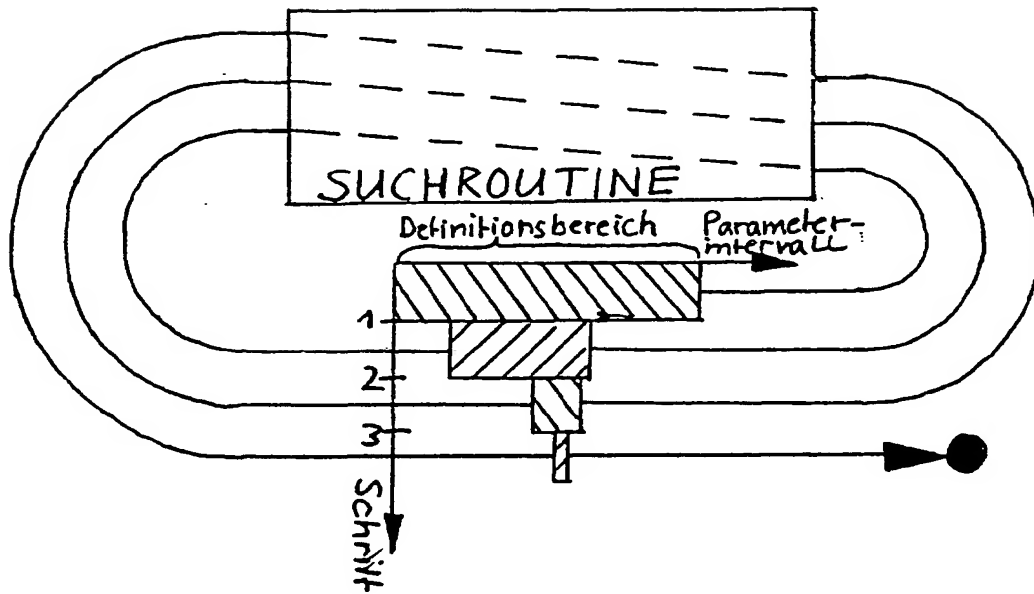


Fig. 3

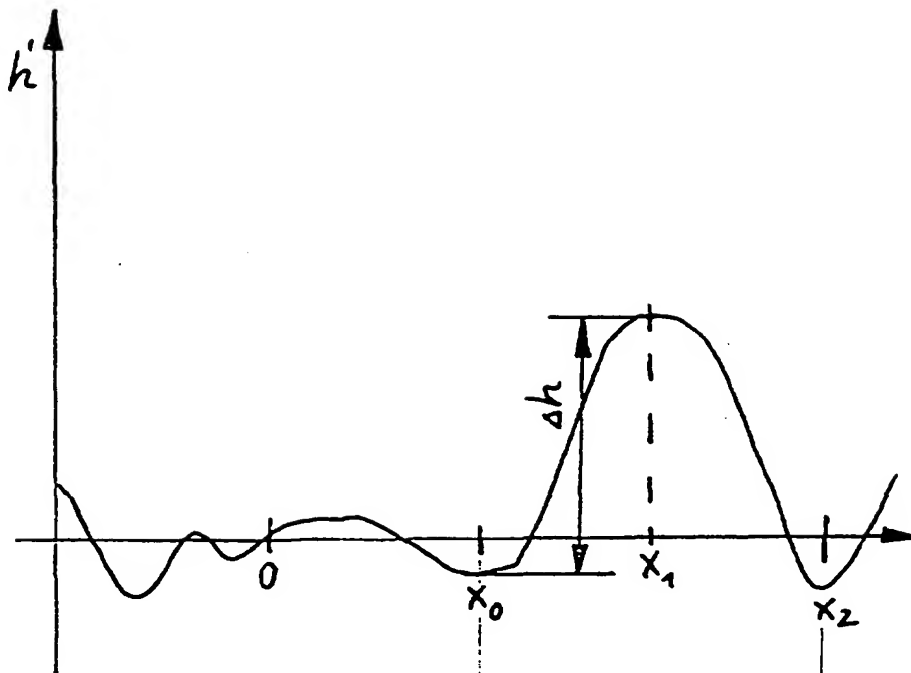


Fig. 4

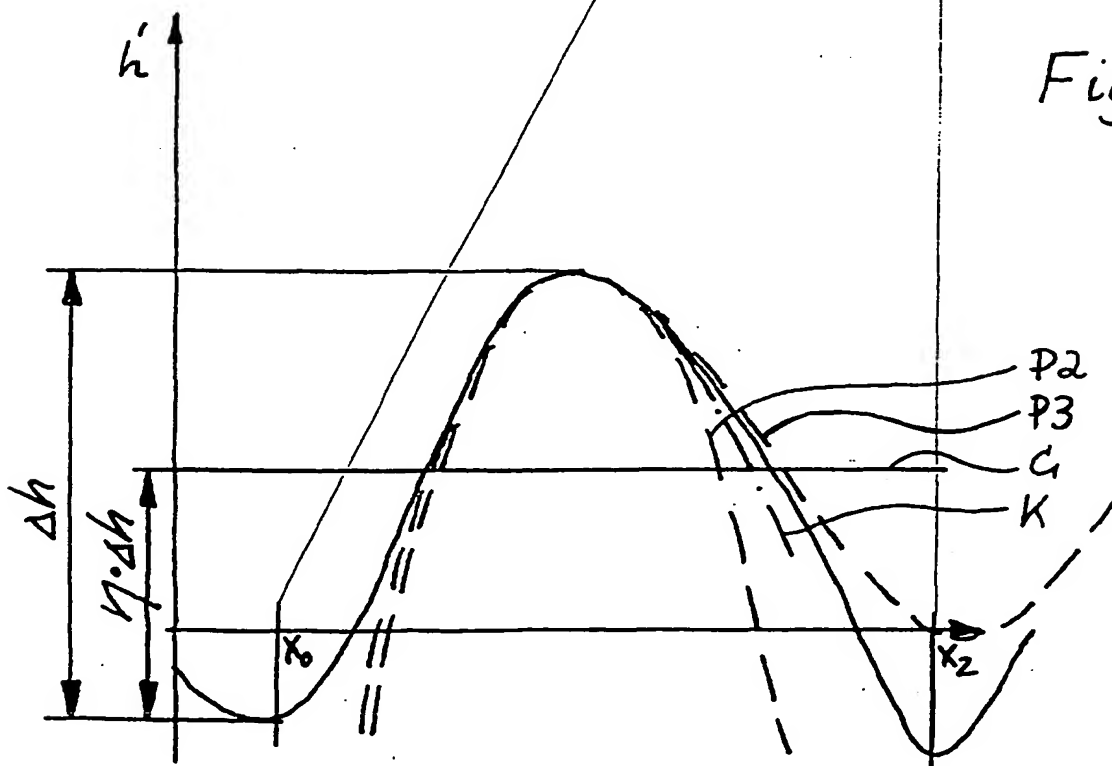


Fig. 5

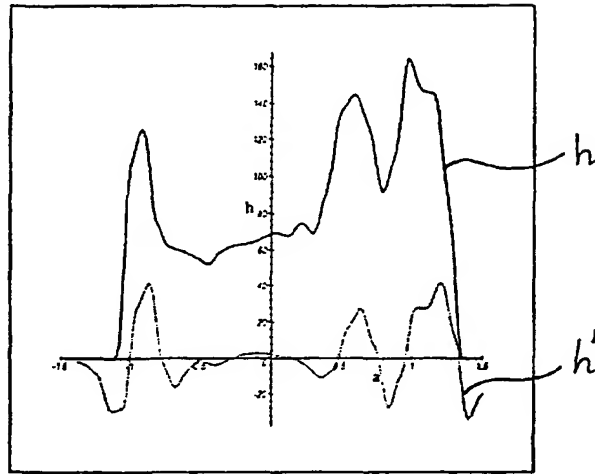
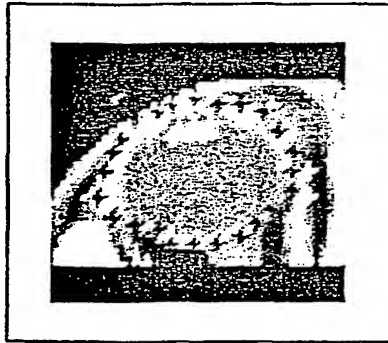


Fig. 6 a



b

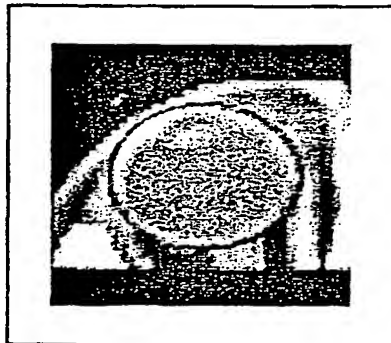
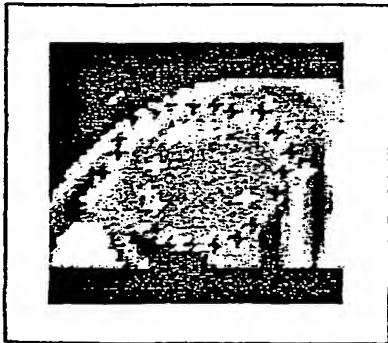
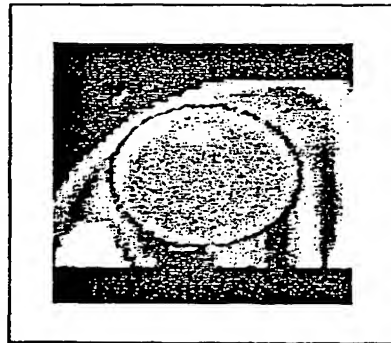


Fig. 7 a

b

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☒ OTHER: small text

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)